

Universidade de Brasília – UnB
Faculdade UnB Gama – FGA
Engenharia Eletrônica

Desenvolvimento de um protótipo de eletrodo sem fio para aplicação no exame de Holter

Autor: Arthur Braga Vidal
Orientador: Professor Dr. Euler de Vilhena Garcia

Brasília, DF
2018



Arthur Braga Vidal

Desenvolvimento de um protótipo de eletrodo sem fio para aplicação no exame de Holter

Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

Universidade de Brasília – UnB

Faculdade UnB Gama – FGA

Orientador: Professor Dr. Euler de Vilhena Garcia

Brasília, DF

2018

Arthur Braga Vidal

Desenvolvimento de um protótipo de eletrodo sem fio para aplicação no exame de Holter/ Arthur Braga Vidal. – Brasília, DF, 2018-
61 p. : il. (algumas color.) ; 30 cm.

Orientador: Professor Dr. Euler de Vilhena Garcia

Trabalho de Conclusão de Curso – Universidade de Brasília – UnB
Faculdade UnB Gama – FGA , 2018.

1. Eletrodo sem fio. 2. Holter sem fio. I. Professor Dr. Euler de Vilhena Garcia.
II. Universidade de Brasília. III. Faculdade UnB Gama. IV. Desenvolvimento de
um protótipo de eletrodo sem fio para aplicação no exame de Holter

CDU 02:141:005.6

Arthur Braga Vidal

Desenvolvimento de um protótipo de eletrodo sem fio para aplicação no exame de Holter

Monografia submetida ao curso de graduação em Engenharia Eletrônica da Universidade de Brasília, como requisito parcial para obtenção do Título de Bacharel em Engenharia Eletrônica.

Trabalho aprovado. Brasília, DF, 11 de Dezembro de 2018 – Data da aprovação do trabalho:

Professor Dr. Euler de Vilhena Garcia
Orientador

Professor Dr. Cristiano Jacques
Miosso
Convidado 1

Professor Dr. Marcus Vinícius
Chaffim Costa
Convidado 2

Brasília, DF
2018

*Este trabalho é dedicado à minha família
que nunca deixou de me apoiar e deu todo o suporte
necessário para a realização deste curso.*

Agradecimentos

Agradeço a Deus pelo dom da vida e pela graça de poder estudar em uma das melhores Universidades do país.

Também agradeço à minha família, que sempre esteve presente em todas as etapas desse crescimento pessoal, desde a base inicial até os resultados finais.

Um agradecimento especial ao Dr. Cícero Coimbra, que dedicou seus estudos a um tratamento alternativo para a esclerose múltipla, doença essa que descobri ser portador ao longo do curso, mas graças ao Cícero, não me atrapalhou em nada no meu desenvolvimento profissional.

Por fim, agradeço ao Professor Euler que sempre me deu todo o incentivo e me animou mesmo quando pensei em desistir.

Resumo

As doenças cardiovasculares são responsáveis por milhões de mortes anualmente em todo o mundo. No Brasil, mais de 30% de todas as mortes no ano de 2015 foram em decorrência dessas doenças. Os exames de eletrocardiograma (ECG), incluindo o ECG de repouso, teste ergométrico e ECG ambulatorial, ou Holter, são capazes de identificar muitas dessas doenças e, em muitos casos, evitar óbitos. São todos exames não invasivos e podem ser prescritos em uma consulta ao cardiologista. Esses exames apresentam um gráfico do traçado cardíaco do paciente e, a partir da análise de um profissional capacitado, é possível identificar arritmias. Porém, os resultados estão altamente sujeitos a ruído, seja por interferência eletromagnética, muscular ou do eletrodo. Um dos fatores que causa muito ruído é o cabo utilizado para conectar o eletrodo ao aparelho que faz o tratamento do sinal. Esses ruídos podem interferir no resultado do eletrocardiograma e resultar em um laudo equivocado, prejudicando o paciente.

Este trabalho propõe o desenvolvimento de um eletrodo sem fio, em que a transmissão do sinal captado no eletrodo é feita sem o uso de cabos. Para isso, a metodologia foi baseada em trabalhos semelhantes, seguindo as diretrizes brasileiras do Ministério da saúde e o Desdobramento da função qualidade (QFD, do inglês *Quality Function Deployment*), através de buscas em artigos, manuais e patentes, até a obtenção de um protótipo a ser desenvolvido. O dispositivo usado para a comunicação sem fio entre o transmissor e o receptor foi o ESP32. Esse módulo de rádio-frequência é altamente imune a interferências e possui baixo consumo de energia, sendo adequado para a aplicação em questão. Para tornar o módulo desenvolvido totalmente transparente e adaptável aos aparelhos de Holter já existentes, foram aplicadas medições de impedância e função de transferência do cabo usado atualmente no exame de Holter, a fim de se obter suas características e condicionar o sinal no módulo desenvolvido, para que não haja alterações do sinal.

Palavras-chave: ECG, *Wireless*, Holter, Eletrodo sem fio, ESP32.

Abstract

Cardiovascular diseases are responsible for millions of deaths yearly worldwide. In Brazil, more than 30% of all deaths in 2015 were due to these diseases. Eletrocardiogram (ECG) exams, including the resting 12-lead ECG, exercise ECG and Holter monitor, are able to identify many of these diseases and, in many cases, avoid deaths. They are all noninvasive exams and can be prescribed in a medical appointment with a cardiologist. These exams present a graph of the patient's cardiac tracing and, based on an analysis by a trained professional, it is possible to identify some arrhythmias. However, the results are highly subject to noise, caused by eletromagnetic interference, muscle or electrode. One of the factor which cause a lot of noise is the cable used to connect the electrode to the signal conditioning device. Those noises can interfere with the result of the eletrocardiogram and cause a wrong report, prejudicing the patient.

This work proposes the development of a wireless electrode, in which the transmission of the signal captured on the electrode is done without the use of cables. For this, the methodology was based on similar works, following the Brazilian guidelines of the Ministry of Health and Quality Function Deployment (QFD), until obtaining a prototype to be developed. The device used to make the wireless communication between the transmitter and the receiver was ESP32. This radio frequency module is highly immune to interference and it has low power consumption, being suitable for the current application. In order to make the developed module fully transparent and adaptable to existing Holter devices, impedance measurements and the transfer function of the cable used in the Holter exam were applied in order to obtain its characteristics and condition the signal in the developed module so there is no signal changes.

Key-words: ECG, Wireless, Holter, Wireless electrode, ESP32.

Lista de ilustrações

Figura 1 – Configuração para medição da impedância do cabo (NORTHROP, 2001)	35
Figura 2 – Montagem para medição da impedância do cabo	36
Figura 3 – Montagem para medição função de transferência do cabo	37
Figura 4 – Estrutura dos módulos do protótipo final	38
Figura 5 – Fluxograma das buscas realizadas até a obtenção dos trabalhos incluídos nas referências	40
Figura 6 – Resposta do cabo quando aplicado um pulso em sua entrada	44
Figura 7 – Gráfico dos dados experimentais da frequência x impedância do cabo .	44
Figura 8 – Gráfico da frequência x impedância média	45
Figura 9 – Protótipo proposto em <i>protoboard</i>	45
Figura 10 – Estrutura funcional do protótipo proposto	46

Lista de tabelas

Tabela 1	– Tabela exemplo das características relevantes de cada artigo	27
Tabela 2	– Tabela de necessidades para a construção do protótipo	29
Tabela 3	– Matriz de necessidades relacionadas com as métricas relevantes	31
Tabela 4	– Tabela da relação das métricas com as necessidades	32
Tabela 5	– Matriz de estado da arte para definição dos artigos base do protótipo .	33
Tabela 6	– Comparativo entre os módulos ESP32 e Xbee	37
Tabela 7	– Termos de busca para cada base de dados	39
Tabela 8	– Pesos atribuídos a cada métrica com base na relevância de cada neces- sidade do projeto	41
Tabela 9	– Valores médios da impedância para cada valor de frequência aplicado ao cabo	42
Tabela 10	– Cálculo dos valores médios de indutância para cada frequência aplicada no cabo	43

Lista de abreviaturas e siglas

Ag/AgCl	Prata/Cloreto de prata
BNC	<i>Bayonet Neill Concelman</i>
BLE	<i>Bluetooth Low Energy</i>
DAC	Doença arterial coronariana
ECG	Eletrocardiograma
F	farad
GPIO	<i>General Purpose Input/Output</i>
H	henry
Hz	<i>hertz</i>
IDE	<i>Integrated Development Environment</i>
INA	<i>Instrumentation amplifier</i>
IM	Infarto do miocárdio
K	kilo
m	metro
mA	miliamperes
mVpp	milivolts pico a pico
PWM	<i>Pulse width modulation</i> (Modulação por largura de pulso)
QFD	<i>Quality Function Deployment</i> (Desdobramento da função qualidade)
TCC	Trabalho de conclusão de curso
TE	Teste ergométrico
V	volts
Vpp	volt pico a pico

Sumário

1	INTRODUÇÃO	21
1.1	Objetivos	23
1.1.1	Objetivos específicos	23
1.2	Estrutura da monografia	23
2	METODOLOGIA	25
2.1	Revisão de literatura	25
2.1.1	Objetivos da revisão de literatura	25
2.1.2	Estratégias de composição dos termos de busca e escolha das bases de dados	25
2.1.3	Critérios de inclusão e exclusão	26
2.2	Projeto conceitual	27
2.2.1	Estratégia de levantamento das implementações existentes	27
2.2.2	Estratégia de escolha da topologia	28
2.2.3	Projeto concebido	34
2.3	Métodos para determinação das características do cabo utilizado nos aparelhos de Holter	34
2.3.1	Método para medição de impedância do cabo	35
2.3.2	Método para determinação da função de transferência do cabo	35
2.3.3	Análise da conexão sem fio	36
2.3.4	Concepção do protótipo	37
3	RESULTADOS	39
3.1	Revisão de literatura realizada	39
3.2	Projeto conceitual	40
3.2.1	Análise dos modelos existentes	40
3.2.2	Protótipo proposto	41
4	DISCUSSÃO E CONCLUSÕES	47
	REFERÊNCIAS	49
	APÊNDICES	51
	APÊNDICE A – CARACTERÍSTICAS RELEVANTES DE CADA ARTIGO DA REVISÃO DE LITERATURA	53

APÊNDICE B – DADOS DE TENSÃO E CORRENTE MEDIDOS NO CABO PARA MEDIÇÃO DA IMPEDÂNCIA .	55
APÊNDICE C – PSEUDO-CÓDIGO DA COMUNICAÇÃO <i>BLUE-TOOTH</i> ENTRE OS MÓDULOS	61

1 Introdução

Em 2015, cerca de 17,2 milhões de pessoas em todo o mundo morreram devido a doenças cardiovasculares, incluindo: doença cardíaca reumática, cardiopatia isquêmica, doença cerebrovascular, doença cardíaca hipertensiva, cardiomiopatia e miocardite, fibrilação atrial e *flutter*, aneurisma de aorta, doença vascular periférica e endocardite (VOS et al., 2016). Já em 2016, essas doenças foram responsáveis por 17,6 milhões de óbitos no âmbito mundial, representando 44% do número total de óbitos por doenças não transmissíveis (WHO, 2018). No Brasil, mais de 400 mil pessoas morreram em decorrência dessas doenças no ano de 2015, o que significa mais de 30% do total de mortes no país (BRANT, 2017).

As doenças cardiovasculares e insuficiências cardíacas também são responsáveis por complicações que afetam o cotidiano dos portadores. Desconforto respiratório, fadiga, dispneia, dores e palpitação são comuns na vida dessas pessoas ao se desenvolver uma atividade diária. Além do fator físico, também existem os fatores mentais e cognitivos. Pessoas que possuem alguma insuficiência cardíaca também são afetadas pelo medo, ansiedade e depressão (NOGUEIRA et al., 2010).

Como forma de prevenção de muitas complicações cardiológicas, existem três principais tipos de exame que são os mais indicados pelos médicos: o eletrocardiograma (ECG) de repouso, teste ergométrico e ECG ambulatorial, também denominado Holter. Cada tipo de exame é indicado de acordo com sua aplicação (SBC, 1999). O ECG de repouso é indicado obrigatoriamente em paciente de primeira consulta, em revisão de cardiopata com novas manifestações clínicas ou eletrocardiografias sugestivas de insuficiência cardíaca ou coronária, em avaliação prognóstica, evolutiva ou pré-operatória de coronariopatia, três meses após o último ECG, em avaliação após infarto do miocárdio (IM), após angioplastia e revascularização miocárdica, complicada ou não, a cada 30 dias e por 6 meses, em avaliação evolutiva e ou terapêutica de arritmia cardíaca, em qualquer momento e com intervalo a critério do cardiologista, com justificativa, em paciente com mais de 70 anos, a cada ano ou avaliação de paciente com insuficiência cardíaca, *cor pulmonale*, cardiopatia congênita, valvular ou miocardiopatia, a cada 6 meses (SBC, 1999).

Já o teste ergométrico (TE), ou teste de esforço, é um procedimento não invasivo que fornece informações diagnósticas e prognósticas. Existem algumas formas de se realizá-lo, mas as mais comuns ocorrem com o paciente em uma esteira ou bicicleta ergométricas, com eletrodos em lugares específicos do corpo para verificar a atividade cardíaca, e um esforço físico gradualmente crescente é exigido do paciente. A principal indicação do TE relaciona-se ao diagnóstico da doença arterial coronariana (DAC), porém existem ou-

tras indicações como avaliação de dor torácica típica, doença arterial coronariana crônica (DAC) com modificações no quadro clínico e/ou do ECG, desde que estáveis, investigação de DAC em indivíduos hipertensos com mais de 1 fator de risco, na insuficiência cardíaca congestiva para buscar a presença de isquemia, avaliação seriada de pacientes com DAC em reabilitação cardiovascular, avaliação de indivíduos com história familiar de DAC precoce ou morte súbita, identificação de mecanismos fisiopatológicos e esclarecimento de sintomas (dispnéia de origem cardíaca ou pulmonar) (ROCHA, 2009).

O ECG ambulatorial, também conhecido como Holter, é um exame que registra a atividade elétrica do coração durante um certo tempo, normalmente 24 horas. É um exame complementar ao ECG de repouso, pois pode detectar alterações que podem não ter sido notadas em um exame de alguns minutos (MORSCH, 2015b). Suas indicações clínicas mais comuns são: avaliação de sintomas que podem ser causados por alteração do ritmo cardíaco como: palpitação, tontura, pré-síncope, síncope, fadiga, respiração ofegante paroxística, mal estar indefinido, se acompanhado de palidez, avaliação de risco e ou prognóstico em arritmia, independente de sintoma em miocardiopatia hipertrófica, miocardiopatia chagásica, recuperados de parada cardiorrespiratória, doença coronária estável, após revascularização com disfunção ventricular, cardiomiopatia dilatada, com arritmia ventricular, ao exame físico com ECG não conclusivo, avaliação terapêutica anti-arritmia, avaliação de procedimento invasivo para tratamento de arritmia, como a ablação por cateter e cirurgia (SBC, 1999).

No segundo semestre de 2016, o número de consultas com cardiologistas, apenas considerando aquelas por meio de plano de saúde, foi superior a 6 milhões. E junto a essas consultas, existem os exames solicitados. Nesse mesmo período, o teste ergométrico foi solicitado 1.780.035 vezes e o exame de Holter, 626.931, considerando apenas as coberturas de plano de saúde (ANS, 2016).

Apesar de serem exames de simples realização, existem várias causas de erros associados à execução. Uma das principais causas de exames mal realizados, e possíveis diagnósticos equivocados, é a falta de atenção ou conhecimento do responsável pelo procedimento (VENTRIX, 2017): inversão na colocação dos eletrodos, falta de limpeza e preparo da pele do paciente com os produtos adequados. Porém, também existem os fatores externos, que não estão associados ao responsável, mas sim às interferências eletromagnéticas, musculares e até do próprio eletrodo, que podem causar alterações no exame (MORSCH, 2015a).

Um outro fator que causa interferência é o uso de cabos que conectam o eletrodo ao aparelho de Holter. Esses cabos estão sujeitos a fraturas e mudança de posição, resultando em um exame mal realizado (NICOLAU et al., 2003). A tecnologia sem fio permite uma maior independência no uso do equipamento, e tem sido cada vez mais utilizada na área médica (REYNA et al., 2016). Um equipamento com muitos fios dificulta o acesso ao

paciente no caso de alguma intervenção, além da necessidade de estocar cabos novos, caso algum apresente defeito (CHEN et al., 2008).

A tecnologia sem fio tem se desenvolvido cada vez mais e está presente em diversas áreas como: automobilística, indústria, automação e também na área médica. Novos produtos que aplicam essa tecnologia tem sido desenvolvidos em equipamentos que antes utilizavam cabos, trazendo uma praticidade maior e eliminando o desconforto causado pelos fios (ALTUN; BASCIFCI, 2011).

Este trabalho faz a Revisão de Literatura abordando artigos publicados, patentes e busca manual sobre o tema eletrodo sem fio. Além disso, traz também inovações no que se refere à transmissão sem fio feita do eletrodo para o aparelho de Holter, pois os trabalhos existentes retratam uma transmissão do aparelho de Holter para o computador. Por fim, é sugerido um protótipo de eletrodo sem fio adaptável aos modelos de Holter já existentes.

1.1 Objetivos

O objetivo geral deste trabalho é o desenvolvimento de um protótipo de eletrodo sem fio que possa ser adaptado aos modelos de Holter já existentes, além da Análise Sistemática e Revisão de Literatura do tema.

1.1.1 Objetivos específicos

- Medição de impedância e determinação da função de transferência do cabo utilizado nos exames de Holter
- *Software* de comunicação *Bluetooth* entre os módulos ESP32 que faça a leitura, transmissão, recepção e processamento do sinal lido no eletrodo
- Protótipo com baixo consumo de potência
- Módulo facilmente adaptado aos modelos de Holter já existentes

1.2 Estrutura da monografia

O Capítulo 2, Metodologia, aborda todos os mecanismos utilizados até se chegar aos resultados. Primeiramente é tratada a questão da Revisão de Literatura, durante a qual foi feita uma busca em patentes e artigos já publicados. Em seguida, é mostrada a estratégia utilizada para compor os termos de busca, até a obtenção das palavras-chave necessárias para contemplar tudo que era relevante na elaboração deste trabalho, além de justificar o uso dessas palavras por meio dos critérios de inclusão e exclusão. No

subitem 2.2, é abordado o projeto conceitual, ou seja, quais estratégias foram usadas para se verificar as implementações semelhantes já existentes no mercado até a definição da topologia a ser utilizada no decorrer do trabalho.

Em seguida, são descritos os testes realizados em laboratório na intenção de verificar as respostas que os cabos do Holter têm quando são aplicados alguns sinais na sua entrada. Com isso, é possível saber onde se deseja chegar, ou seja, qual tipo de resposta o protótipo desenvolvido deve ter em cada teste realizado.

O Capítulo 3 se refere aos resultados obtidos através da metodologia utilizada, de forma cronológica, de acordo com o Capítulo 2. Inicialmente são apresentados as patentes e artigos obtidos após a busca nas bases escolhidas. Também são apresentados os resultados dos testes feitos no laboratório. Então, é proposta uma implementação, a qual foi desenvolvida com algumas adaptações necessárias que serão descritas no decorrer deste trabalho.

No Capítulo 4, são feitas as discussões e conclusões, abordando os aspectos realizados e não realizados no trabalho, ou seja, uma visão geral de todos os aspectos que compõem o desenvolvimento do módulo. Além disso, são citados os módulos que necessitam ser melhor desenvolvidos a fim de se obter um protótipo totalmente funcional.

2 Metodologia

2.1 Revisão de literatura

2.1.1 Objetivos da revisão de literatura

Os objetivos da revisão de literatura estão baseados no levantamento de informações a fim de se obter uma base conceitual do protótipo a ser desenvolvido com sustentação teórica, de forma fundamentada e sistematizada. Essas informações estão ligadas a alguns aspectos citados a seguir:

- Topologias de hardware utilizadas nos produtos semelhantes já existentes;
- Protocolos sem fio adotados em processos parecidos;
- Produtos comercialmente disponíveis que estão próximos do objetivo geral desse trabalho;
- Aplicações para o protótipo desenvolvido;

2.1.2 Estratégias de composição dos termos de busca e escolha das bases de dados

A metodologia deste trabalho foi realizada em conformidade com as diretrizes brasileiras publicadas pelo Ministério da Saúde no ano de 2014 ([MS, 2014](#)).

Para a realização das buscas, foram escolhidas três bases principais: Medline e IEEE Xplore, além da busca em patentes no Google Patents. A primeira por ser a principal referência no que tange a assuntos da área médica e possuir um acervo com mais de 10 milhões de artigos publicados, a segunda por ser uma sociedade de grande relevância na engenharia, e a terceira com o intuito de verificar protótipos existentes no mercado em uma base com mais de 8 milhões de patentes publicadas. Além disso, foi realizada a busca por manuais de equipamentos de Holter já existentes.

Na composição dos termos de busca, primeiramente, os termos mais gerais foram utilizados, todos aqueles que relacionavam de alguma forma a transmissão sem fio com o aparelho de Holter. Dessa forma, foram usados sinônimos, siglas, termos relacionados, palavras-chave e variações de grafia que abrangiam esse tema. Já na busca em patentes, os termos de busca foram compostos ao passo que as buscas foram feitas. Os termos básicos foram *wireless electrode*, porém, traziam informações irrelevantes em alguns aspectos e careciam de dados relevantes, mas já eram suficientes para fazer uma primeira

busca e, posteriormente, aplicar critérios de inclusão e exclusão conforme os resultados encontrados.

2.1.3 Critérios de inclusão e exclusão

Para facilitar a obtenção dos critérios de inclusão e exclusão, foram elaboradas algumas perguntas básicas com o intuito de ponderar se o artigo estava em conformidade com a base teórica deste trabalho, essas perguntas são listadas a seguir:

- O artigo está escrito em português, inglês ou espanhol?
- O eletrodo está sendo utilizado em aplicações de Holter?
- A conexão sem fio se dá do eletrodo para o aparelho de Holter?
- Possui informações técnicas sobre o módulo usado, *software* e alimentação do sistema?
- A comunicação de cada eletrodo com o aparelho de Holter é feita de forma individual ou todos os eletrodos são unidos a um único módulo que faz a transmissão do sinal?

A partir das respostas dessas perguntas, é possível analisar, em um primeiro momento, se o artigo ou patente tem condições de se enquadrar nas referências bibliográficas deste trabalho.

Os critérios de inclusão foram definidos de forma a englobar artigos escritos a partir do ano 2004, quando a tecnologia sem fio começa a ter avanços mais significativos, como a criação do *Bluetooth* 2.0 (COSTA; MENDES, 2006).

Já os critérios de exclusão foram definidos ao longo das buscas. Muitos artigos encontrados estavam escrito em idiomas diferentes dos desejados, que foram o inglês, português e espanhol. Esses idiomas foram escolhidos por disporem de uma grande quantidade de artigos escritos, especialmente o inglês. Artigos em que a tecnologia sem fio era aplicada do aparelho de Holter para o computador ou celular foram excluídos, já que o foco é a transmissão sem fio do eletrodo para o aparelho. Artigos que apresentavam o uso de eletrodos sem fio na aplicação de ECG, porém continham poucas informações técnicas sobre os módulos usados, *software* de comunicação e alimentação do sistema, apenas tratando do assunto de uma forma geral, também foram excluídos na análise qualitativa. Por fim, alguns ainda possuíam uma conexão com fio que unia todos e eletrodos e, a partir daí, a transmissão sem fio era feita para o receptor, que não atende à última pergunta citada acima, sendo portanto excluído das referências.

Após a definição dos critérios, foi usado o operador AND para buscar somente os artigos que relacionavam tanto o eletrodo quanto a tecnologia sem fio. Após a obtenção

desses artigos, a busca foi realizada de uma forma mais específica e seletiva, por meio do operador NOT, excluindo aquelas aplicações fora do contexto da área de cardiologia. Quanto às patentes, todas possuem classes, que definem a área que cada uma pertence. Esse foi um mecanismo que auxiliou bastante, pois usando o operador booleano NOT, foi possível eliminar várias áreas de patentes que não faziam parte do escopo, ao invés de ter que eliminar uma a uma por meio de palavras-chave. A busca em patentes contribui significativamente, pois possui aspectos mais práticos, de produtos ou invenções que foram desenvolvidos, e não apenas foi realizado um estudo sobre seu tema, como é o caso de alguns artigos.

2.2 Projeto conceitual

2.2.1 Estratégia de levantamento das implementações existentes

Após a leitura e avaliação de todos os artigos selecionados, foi feito um levantamento de características importantes de projeto que poderiam ser extraídas de cada artigo, ou seja, as métricas. A Tabela 1 mostra um esboço de que forma foi feita essa extração de características, que retrata os aspectos mais relevantes de cada artigo. O objetivo disso é fazer uma apuração dos dados relevantes para posterior comparação com o padrão de referência. Dessa forma, é possível perceber quais atributos são úteis ao projeto. A tabela final se encontra no Apêndice A.

Tabela 1 – Tabela exemplo das características relevantes de cada artigo

Identificação	Aspecto avaliado
BIB <i>Key</i>	Descrição do aspecto avaliado

Na primeira coluna, é citada a referência que estava sendo avaliada, conforme sua chave no gerenciador de referências JabRef, o qual foi escolhido para este trabalho por seu fácil uso e grande quantidade de ferramentas úteis no gerenciamento de referências. As quatro primeiras colunas se referem ao *Hardware*. A coluna **Sensores e eletrodos** retrata qual forma de captação do sinal o sistema em questão usa, se são eletrodos comuns de Ag/AgCl ou algum outro tipo mais sofisticado. A **Fonte de excitação** mostra como o sistema é alimentado, qual o tipo de fonte é usada. Em **Display e interface**, o intuito era retratar de que forma esse sinal adquirido é mostrado ao paciente ou profissional designado para a função, se é por meio de um celular, computador, ou apenas no osciloscópio, de forma mais simples. E por fim a distância máxima que o módulo transmissor, contendo o eletrodo, poderia ficar do módulo receptor, sem perda de sinal.

Na parte de *Software*, a coluna **Processamento** se refere ao microprocessador utilizado para o tratamento do sinal adquirido e qual protocolo de comunicação foi usado na transmissão sem fio do sinal.

Na seção **Equipamento**, o **Suporte para captação** se trata do modelo de sistema utilizado, ou seja, qual arquitetura foi aplicada, um cinto, camiseta com eletrodos, dentre outros. E, por fim o nome da empresa fabricante do equipamento.

No campo **Diferenciais**, a população de estudo retrata em qual grupo de pessoas os estudos do artigo foram feitos: crianças, atletas, idosos. O **Uso e aplicação** mostra de que forma isso foi realizado, ou seja, em qual área se dava a utilidade do projeto, e as **variáveis de pesquisa** englobam alguns aspectos únicos de cada artigo, se houve alguma particularidade ou teste aplicado que fosse plausível de ser ressaltado.

Todas as patentes e artigos encontrados continham, além do eletrodo sem fio, o próprio equipamento do Holter ou Eletrocardiógrafo em sua composição. Porém o intuito do presente trabalho é focar no desenvolvimento de um módulo de eletrodo sem fio apenas, que seja adaptável, de forma simples, a modelos de Holter já existentes no mercado.

A Tabela A, com todas essas características de cada artigo, se encontra nos Apêndices deste trabalho.

2.2.2 Estratégia de escolha da topologia

A partir das características, foi possível ter uma noção geral sobre os atributos de cada modelo proposto, o que era comum entre eles e as particularidades de cada um. Dessa forma, foram levantadas algumas necessidades para o projeto, as quais são observadas na Tabela 2. A coluna **Elementos** é definida como um resumo das características citadas na Tabela A. Já a coluna **Necessidade** retrata de fato os requisitos que os sistemas propostos podem suprir. As que estão em negrito foram estabelecidas como as mais importantes, e a elas foi atribuído o peso 2. Para as demais, o peso 1 foi designado, ou seja, tem maior peso aquilo que atende a mais requisitos necessários do projeto. Esses pesos serão usados para fazer uma comparação entre os modelos até a obtenção do padrão de referência, que servirá de base para o protótipo proposto. Nos elementos da população, foram apresentados os possíveis grupos de pessoas que os modelos poderiam atender, crianças, mulheres e atletas, como aspectos diferenciais em comparação com outros aparelhos. Essas necessidades têm peso 1, pois não foram classificadas como imprescindíveis a nível de um protótipo.

O **Conforto** ganha um destaque, pois está ligado principalmente à facilidade de transporte e se incomoda alguma atividade cotidiana. No que tange ao projeto, foi estabelecido que o eletrodo, junto com seu módulo emissor, devem ter dimensões e peso que não incomodem o paciente, ou seja, um módulo com cerca de 7 centímetros de raio, pois será um aparelho colocado na região do tórax do paciente. Caso isso não ocorra, surgirá um incômodo constante, inviabilizando o projeto. Também ficou definido que deve ser fácil e viável de transportar, pelo fato do Holter ser um exame de longa duração.

O **Tempo máximo de registro**, **Quantidade de locais de registros simul-**

Tabela 2 – Tabela de necessidades para a construção do protótipo

Elemento	Necessidade	ID
População	Uso em crianças	1
	Uso em mulheres	2
	Uso em atletas	3
Conforto	Fácil de transportar	4
	Adaptável à cintura ou braço	5
	Dimensões do eletrodo	6
	Incomoda alguma atividade cotidiana	7
Peso	Viabilidade de transporte	8
	Problemas ortopédicos futuros	9
Aderência do eletrodo	Contato total com a pele sem incomodar	10
	Depilação prévia	11
	Marcas após uso	12
	Fácil aplicação	13
Capacidade de registro	Tempo máximo de registro	14
	Quantidade de locais de registros simultâneos	15
	Registro no paciente estático	16
	Registro no paciente em movimento	17
Autonomia	Duração durante captação do sinal	18
	Duração em <i>standby</i>	19
Ligação <i>wireless</i>	Distância máxima entre eletrodo e aparelho	20
Potência	Potência consumida durante operação	21
Uso	<i>Indoor ou Outdoor</i>	22
	Uso em ambientes especiais	23
	Facilidade de operar pelo usuário	24
Uso clínico	Quais patologias	25
Preço	Valor competitivo	26

tâneos, **Registro no paciente estático e em movimento** e **Potência consumida durante operação** foram as necessidades técnicas consideradas de maior relevância dentre as outras, em se tratando de um exame de Holter, no qual é de extrema relevância o tempo de registro, pois esse exame pode durar mais de um dia, registro no paciente estático e em movimento, pois o paciente deve manter suas atividades cotidianas de formal normal. A duração durante captação do sinal foi considerada peso 2 porque seria inviável o paciente ter que fazer a troca da bateria enquanto realiza o exame.

O último fator de grande relevância foi o **uso *Indoor ou outdoor***. Entende-se que é uma necessidade importante, tendo em vista que no exame de Holter o paciente deve realizar suas atividades cotidianas normais, o que muitas vezes envolve o ambiente externo. Esse fator interfere também na escolha do protocolo de comunicação entre os módulos, que será detalhado posteriormente.

Em seguida, foi elaborada a Matriz de necessidades relacionadas com as métricas

relevantes, Tabela 3. O intuito dessa tabela é mostrar com quais necessidades cada métrica se relaciona. Então, a Tabela 4 foi montada, que é simplesmente a listagem de todas as necessidades relacionadas com cada métrica, porém, de uma forma mais fácil de visualizar. Como dito anteriormente, cada necessidade tem um peso, 1 ou 2. Dessa forma, os pesos de cada uma foram somados, resultando no valor colocado na coluna **Peso**. Foi definido que o peso total seria a soma de todos os pesos, e não a multiplicação, pois fatores com peso 1, na multiplicação, são indiferentes, fazendo com que uma métrica, mesmo que com muitas necessidades de peso 1, tenha o mesmo peso que outra métrica com poucas necessidades de peso 1. Fazendo a soma, as necessidades de peso menor continuam contribuindo para o peso final da métrica.

Finalmente, foi elaborada a Matriz de estado da arte para definição dos artigos base do protótipo, Tabela 5, que avalia cada um dos modelos existentes, contidos nos artigos selecionados. Com isso, a partir dessa tabela, os artigos mais bem avaliados foram confrontados com as patentes encontradas, avaliando a viabilidade de cada modelo, além de verificar patentes já registradas. Dessa forma, os melhores trabalhos foram selecionados e definidos como a base para a seleção dos modelos e patentes de referência.

Tabela 3 – Matriz de necessidades relacionadas com as métricas relevantes

		Métricas											
		1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12
		Sensores e eletrodos	Fonte de excitação	Display e interface	Amplificação e filtragem	Processamento	Protocolo	Suporte para captação	Aplicação do estudo	Banda	Conversores AD	Transmissor/Receptor	Consumo
População	1 Uso em crianças	•						•	•				
	2 Uso em mulheres	•						•	•				
	3 Uso em atletas	•						•	•				
Conforto	4 Fácil de transportar		•					•					
	5 Adaptável ao corpo	•		•				•					
	6 Dimensões do eletrodo	•						•					
	7 Incomoda alguma atividade cotidiana	•						•	•				
Peso	8 Viabilidade de transporte		•	•		•		•					
	9 Problemas ortopédicos futuros	•						•	•				
Aderência do eletrodo	10 Contato total com a pele sem incomodar	•						•					
	11 Depilação prévia	•						•					
	12 Marcas após uso	•						•					
	13 Fácil aplicação	•						•					
	14 Tempo máximo de registro		•		•	•	•			•	•	•	•
Capacidade de registro	15 Quantidade de locais de registros simultâneos		•	•	•	•	•			•	•	•	•
	16 Registro no paciente estático			•	•	•	•	•	•	•	•	•	
	17 Registro no paciente em movimento			•	•	•	•	•	•	•	•	•	
Autonomia	18 Duração durante captação do sinal		•		•	•	•			•	•	•	•
	19 Duração em standby		•		•	•	•			•	•	•	•
Wireless	20 Distância máxima entre eletrodo e aparelho	•		•	•	•	•	•		•			•
Potência	21 Potência consumida durante operação		•	•	•	•	•			•	•	•	•
Uso	22 Indoor ou outdoor	•	•			•	•	•	•				
	23 Uso em ambientes especiais	•	•	•		•	•	•	•				
	24 Facilidade de operar pelo usuário			•		•	•	•					
Uso clínico	25 Quais patologias							•	•				
Preço	26 Valor competitivo	•	•	•	•	•	•	•		•	•	•	•

Tabela 4 – Tabela da relação das métricas com as necessidades

Necessidades	Métricas
1, 2, 3, 5, 6, 7, 9, 10, 11, 12, 13, 20, 22, 23, 26	Sensores e eletrodos
4, 8, 14, 15, 18, 19, 21, 22, 23, 26	Fonte de excitação
5, 8, 15, 16, 17, 20, 21, 23, 24, 26	Display e interface
14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 26	Amplificação e filtragem
8, 14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22, 23, 24, 26	Processamento
14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 22, 23, 24, 26	Protocolo
1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12, 13, 16, 17, 20, 22, 23, 24, 26	Suporte de captação
1, 2, 3, 7, 9, 16, 17, 22, 23, 25	Aplicação do estudo
14, 15, 16, 17, 18, 19, 20, 21, 26	Banda
14, 15, 16, 17, 18, 19, 21, 26	Conversores AD
14, 15, 16, 17, 18, 19, 21, 26	Transmissores e Receptores
14, 15, 18, 19, 20, 21, 26	Consumo

Tabela 5 – Matriz de estado da arte para definição dos artigos base do protótipo

				MODELO										
				A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
				Peso	Altun	Chen	Chung	Hongqiang	Lee	Liu	Morrison	Nemati	Rashkivska	Reyna
1	População	Uso em crianças	1	0	++	0	0	0	0	0	0	0	0	0
2		Uso em mulheres	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
3		Uso em atletas	1	0	0	+	0	0	0	+	0	0	0	0
4	Conforto	Fácil de transportar	2	+	+	++	0	+	+	+	+	+	++	+
5		Adaptável ao corpo	1	++	+	++	0	+	+	++	+	+	++	+
6		Dimensões do eletrodo	1	+	-	++	+	-	+	+	+	+	+	+
7		Incomoda alguma atividade cotidiana	2	-	-	-	-	-	-	++	-	-	+	-
8	Peso	Viabilidade de transporte	2	+	+	+	+	+	+	+	+	+	++	+
9		Problemas ortopédicos futuros	1	0	0	0	0	0	0	+	0	0	+	0
10	Aderência do eletrodo	Contato total com a pele sem incomodar	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
11		Depilação prévia	1	-	-	+	-	-	0	0	0	-	0	0
12		Marcas após uso	1	0	-	+	-	-	0	+	0	-	0	0
13		Fácil aplicação	2	+	0	+	-	-	0	+	0	+	+	0
14	Capacidade de registro	Tempo máximo de registro	2	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+
15		Quantidade de locais de registros simultâneo	2	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+
16		Registro no paciente estático	2	+	+	+	+	+	+	+	+	+	++	+
17		Registro no paciente em movimento	2	+	-	+	+	++	+	++	+	+	-	+
18	Autonomia	Duração durante captação do sinal	2	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+
19		Duração em standby	1	++	+	+	+	+	+	+	+	+	+	+
20	Wireless	Distância máxima entre eletrodo e aparelho	1	++	+	+	++	+	-	+	+	+	+	+
21	Potência	Potência consumida durante operação	2	+	+	+	+	+	+	+	+	+	++	+
22	Uso	Indoor ou outdoor	2	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
23		Uso em ambientes especiais	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
24		Facilidade de operar pelo usuário	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
25	Uso clínico	Quais patologias	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0	0
26	Preço	Valor competitivo	1	0	0	0	0	0	0	0	0	0	+	0
		SOMA (+)		1716	1257	1713	1366	1429	1182	1915	1329	1381	1837	1329
		SOMA (-)		118	374	66	222	274	213	0	66	170	152	66
		SOMA NULOS		11	10	9	12	10	13	9	13	10	10	13
		TOTAL		1598	883	1647	1144	1155	969	1915	1263	1211	1685	1263

2.2.3 Projeto concebido

A escolha da topologia e posterior modelagem funcional levou em conta principalmente as necessidades mais importantes, definidas na Tabela 2. Após a análise de diversas topologias, tanto em artigos quanto em patentes, foi constatado que o sistema deve possuir a menor quantidade de componentes possível no seu módulo transmissor, de forma a ser pouco maior que o eletrodo e não incomodar o paciente. Esse módulo seria apenas responsável por fazer a transmissão do sinal, de forma pura, ao receptor. Todo o tratamento do sinal será feito pelo receptor. Com isso, é possível diminuir bastante o tamanho físico do transmissor, garantindo conforto ao paciente. Dessa forma, o módulo se torna leve, fácil de transportar, sendo possível fazer o registro no paciente estático e em movimento, sem trazer incômodo ao seu usuário.

O eletrodo escolhido foi o da marca Radiotrace, por ser um dos mais usados nessa área e ter fácil acesso no mercado. Com isso, sua aplicação se torna familiar, pois os responsáveis por fazer essa aplicação já estão acostumados com tal eletrodo. De início, a intenção é fazer apenas um canal do sinal e testar sua viabilidade. Caso seja viável, posteriormente, aspectos como a quantidade de locais de registros simultâneos serão levados em conta de forma prática.

2.3 Métodos para determinação das características do cabo utilizado nos aparelhos de Holter

Visto que a intenção deste trabalho é desenvolver um módulo adaptável aos aparelhos de Holter já existentes, há a necessidade de que esse módulo seja transparente ao aparelho. Ou seja, o Holter não pode reconhecer diferenças entre o uso do cabo e o uso do módulo desenvolvido a ponto de causar problemas em seu funcionamento. Para isso, foram desenvolvidos algumas verificações em laboratório com o intuito de extrair características do cabo normalmente utilizado no Holter, a fim de que o aparelho, conectado ao módulo, receba o mesmo tipo de sinal que receberia se estivesse conectado ao cabo. Com o intuito de fazer essas medições, alguns equipamentos foram usados:

- Gerador de funções AFG-3000, marca Tektronix
- Amperímetro tipo alicate ET-3100, marca Minipa
- Osciloscópio MVB DSO, marca Minipa
- Multímetro digital ET-1002, marca Minipa

2.3.1 Método para medição de impedância do cabo

O primeiro teste feito é o da impedância. Unindo-se dois cabos, já conectados aos eletrodos, em série e os conectando a uma fonte de tensão será possível medir a tensão e corrente que flui através dele, conforme a Figura 1. Para a realização desse teste, foi necessário fazer algumas alterações nas vias para ser possível conectá-las ao gerador de funções. As pontas das vias foram soldadas a um conector BNC (Bayonet Neill Concelman), uma no terminal positivo e outra no negativo. Dessa forma, o sinal era aplicado diretamente ao cabo e, conforme a frequência e tensões aplicadas eram alteradas, os valores de tensão e corrente através do cabo foram anotados e podem ser verificados no Apêndice B. Para medir a corrente, foi necessário usar um amperímetro do tipo alicate, para não ser necessário cortar o fio. A montagem dessa medição se encontra na Figura 2.

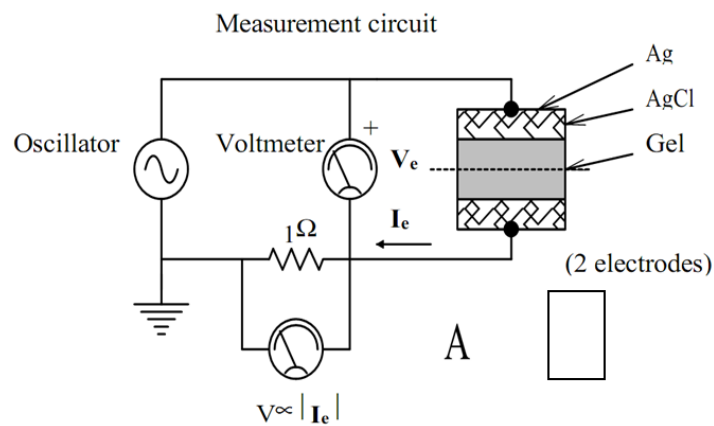


Figura 1 – Configuração para medição da impedância do cabo (NORTHROP, 2001)

Esse teste não funcionou da forma esperada, pois os aparelhos de medição, especialmente o amperímetro, não possuía a resolução necessária para a aplicação, que é da ordem de 1 miliampere (mA), portanto, os valores só começavam a ser mostrados no *display* a partir de um sinal de entrada de 1 volt pico a pico (Vpp). No sinal convencional de ECG, a amplitude da onda é na ordem de milivolts (mV), por isso foi necessário terminar essa medição em 5Vpp na entrada, pois poderia danificar o cabo por ser um valor de entrada muito superior ao valor normalmente usado.

2.3.2 Método para determinação da função de transferência do cabo

O segundo teste é o da função de transferência do cabo. Sua característica se refere à sua resposta quando ele é sujeito a uma entrada variante no tempo. Existem 4 ordens a que um sistema pode pertencer: ordem zero, primeira ordem, segunda ordem, ou ordens maiores. Sua ordem é a maior derivada da equação diferencial que o descreve em determinada entrada. Para determinar essa ordem, podem ser aplicados alguns tipos de sinais em sua entrada e verificar sua resposta. Nesse caso, foi aplicado um pulso de 1 Vpp

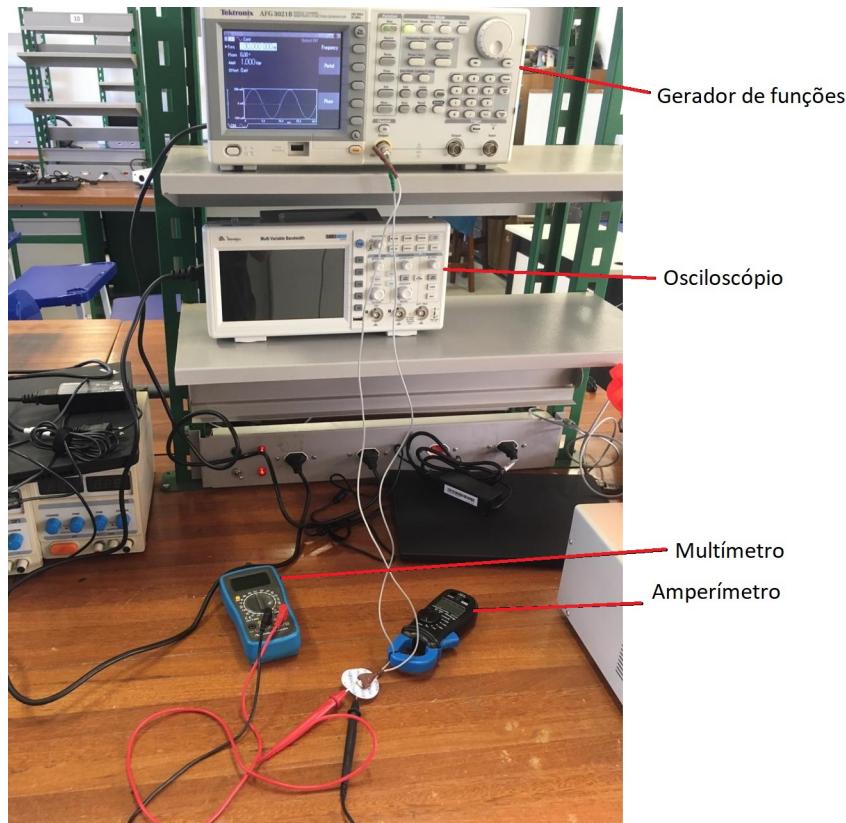


Figura 2 – Montagem para medição da impedância do cabo

e frequência de 1 hertz (Hz). Através do osciloscópio, é possível visualizar a resposta desse cabo e determinar a ordem do sistema e seu ganho. A montagem feita para tal medição pode ser vista na Figura 3.

A determinação da função de transferência, juntamente com a medição da impedância do cabo retratam as adaptações necessárias que deverão ser feitas ao modelo proposto para que ele seja transparente aos aparelhos de Holter já comercializados.

2.3.3 Análise da conexão sem fio

A partir da leitura dos artigos incluídos nas referências deste trabalho, definiu-se que o protocolo de comunicação sem fio entre os módulos seria o *Zigbee*, utilizando o módulo *Xbee*, pois é o módulo mais usado em todos os trabalhos analisados e cumpre as necessidades do projeto como: peso, conforto, baixo consumo de energia e distância entre os módulos. Antes da análise em patentes, o protocolo *Bluetooth* já havia sido descartado por seu alto consumo, sendo inviável, pois o projeto visa um baixo consumo para não existir a finalidade de se trocar a bateria de alimentação com frequência. Porém, após a análise das patentes, o protocolo *Bluetooth Low Energy* (BLE) 5 surgiu como uma nova alternativa, pois, diferentemente do *Bluetooth Classic*, possui um consumo de energia muito inferior, inclusive, ao do *Zigbee* (DEMENTYEV et al., 2013).

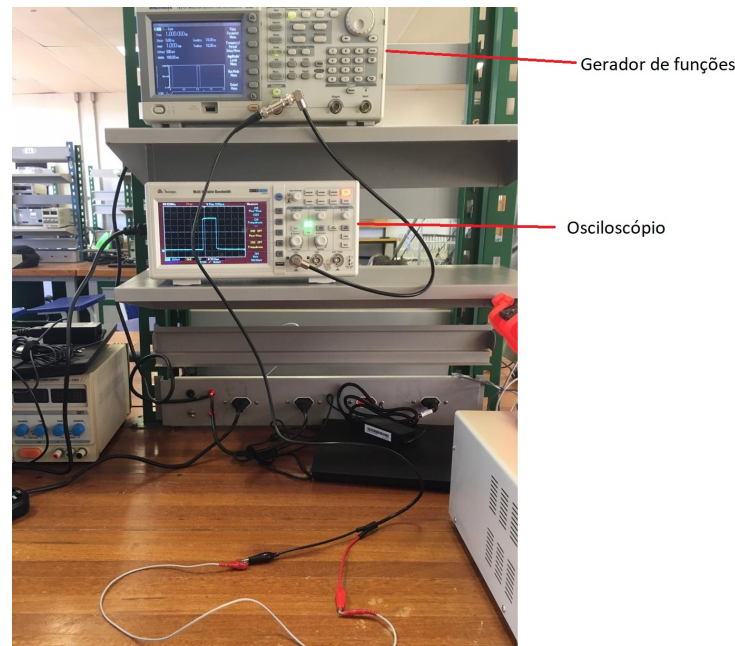


Figura 3 – Montagem para medição função de transferência do cabo

Para auxiliar no entendimento da comunicação dos dois módulos, o Apêndice C mostra um pseudo-código, que retrata os procedimentos que devem ser levados em conta no código para a comunicação entre os módulos ser feita e nenhum dado ser perdido. Para garantir o baixo consumo de energia, os módulos ficam em modo *standby*, e só saem desse estado quando o aparelho de Holter é ligado e o cliente se conecta ao servidor, a partir disso o sinal coletado no eletrodo é enviado ao módulo receptor, que é o cliente.

2.3.4 Concepção do protótipo

A escolha de cada componente do modelo proposto se deve a uma razão específica. Os módulos ESP32 foram escolhidos por possuírem a versatilidade dos protocolos *Wifi* e *Bluetooth Low Energy*. Além disso, seu preço é até 6 vezes menor que o módulo *Xbee*, podendo ser encontrado por 40 reais em média, além de existir a possibilidade de ser codificado em uma IDE (do inglês, Integrated Development Environment) já conhecida e que possui diversos exemplos, que é a Arduino IDE. A Tabela 6 mostra uma comparação entre os módulos ESP32 e *Xbee*.

Tabela 6 – Comparativo entre os módulos ESP32 e *Xbee*

Aspecto	<i>Xbee PRO</i>	ESP32
Protocolo usado	<i>Zigbee</i>	BLE 5
Alcance <i>Indoor</i>	30 m	400 m
Alcance <i>Outdoor</i>	90 m	1000 m
Corrente na transmissão	250 mA	180 mA
Corrente na recepção	55 mA	95mA

O adaptador que conecta o cabo ao eletrodo é padrão para os aparelhos de Holter existentes, porém, o adaptador que une o cabo ao aparelho em si, não. Dessa forma, foi escolhido um adaptador que é comum e que também estava disponível com baixo custo e de forma rápida para efeito de testes, pois, para cada tipo de aparelho, será necessário fazer uma adaptação simples para ser possível usar o módulo desenvolvido.

Sendo assim, foi elaborada uma estrutura simplificada que mostra o funcionamento dos módulos em conjunto, conforme a Figura 4.

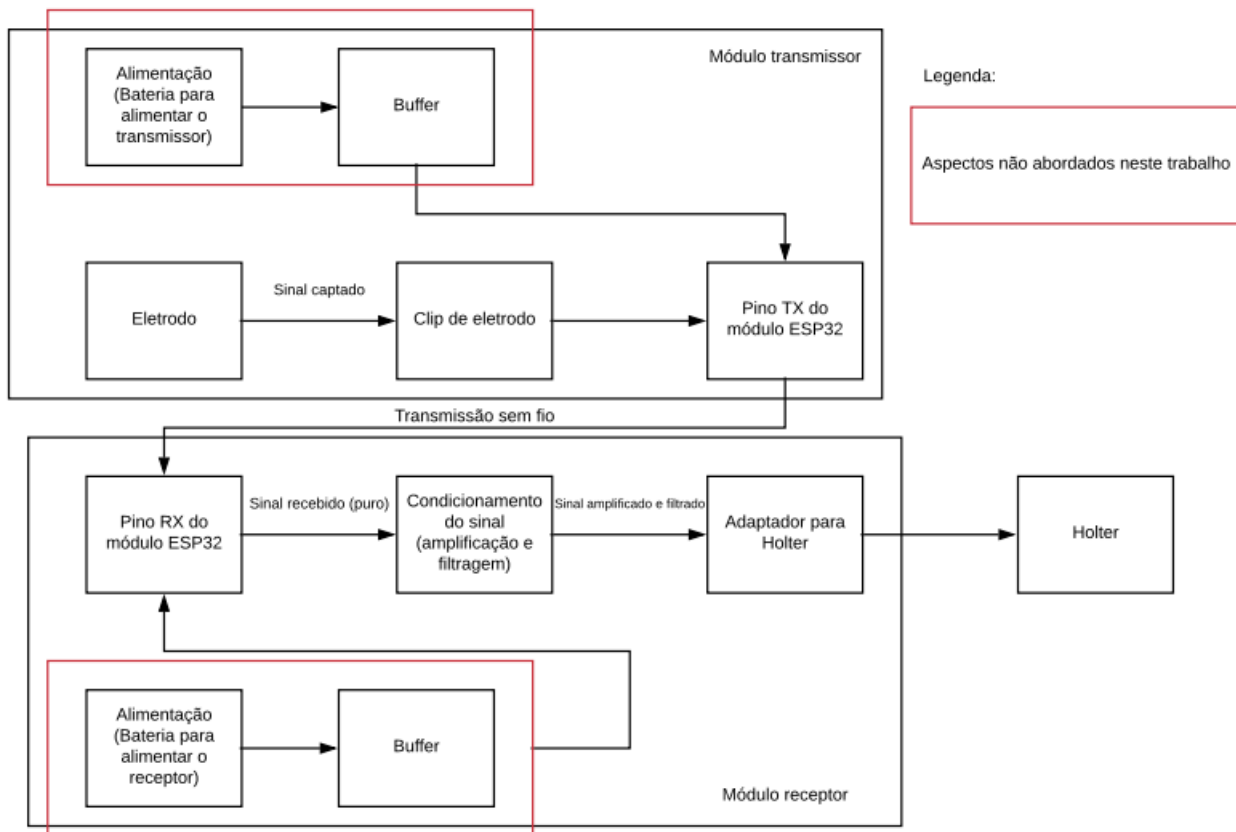


Figura 4 – Estrutura dos módulos do protótipo final

3 Resultados

3.1 Revisão de literatura realizada

As buscas se iniciaram com os termos mais genéricos como ECG, *wireless*, *electrode*, juntamente com os operadores booleanos para misturar esses termos entre si, resultando em 4288 artigos. Além disso, foi feita uma busca manual a fim de se obter os manuais de equipamentos de ECG já existentes, para possíveis implementações futuras. Nessa busca, foram encontrados 5 manuais de equipamentos que serão possíveis objetos de uso na sequência desse trabalho. As duplicatas representaram apenas 7 artigos, tendo como base inicial 4281 possíveis referências, entre manuais, artigos e patentes.

Ao se chegar aos termos definitivos de cada base de dados, foi elaborada a Tabela 7 contendo os termos de buscas utilizados para cada base de dados.

Tabela 7 – Termos de busca para cada base de dados

Base de dados	Termos de busca
<i>Medline</i>	(wireless[Title/Abstract] OR cordless[Title/Abstract] OR wban[Title/Abstract] OR cableless[Title/Abstract] OR remote[Title/Abstract] OR capacitive[Title/Abstracts]) AND (electrocardio*[Title/Abstract] OR holter[Title/Abstract] OR cardiac[Title/Abstract] OR heart[Title/Abstract] OR electrode[Title/Abstract]) AND (estimat*[Title/Abstract] OR analysis[Title/Abstract] OR evaluat*[Title/Abstract] OR assessment[Title/Abstract] OR response[Title/Abstract] OR detect*[Title/Abstract] OR marker[Title/Abstract] OR changes[Title/Abstract] OR monitoring[Title/Abstract] OR indicat*[Title/Abstract])
<i>IEEE Xplore</i>	((("Document Title":(wireless)) OR "Document Title":(cordless)) OR "Document Title":(cableless)) AND "Document Title":ecg)
<i>Google patents</i>	((wireless OR cordless OR cableless OR radio) AND (electrode OR ECG OR electrocardiog* OR Holter)AND (patch*) NOT (implantable OR oximeter OR A61B5/01 OR A61B5/0476 OR A61B5/6831 OR A61B5/0022 OR A61B5/0205 OR A61B5/02028 OR A61B5/0488 OR A61B5/053 OR A61B5/412 OR A61B5/150984 OR A61B5/0444))) (A61B5/0006) status:GRANT language:ENGLISH type:PATENT

Após essas etapas, 32 artigos ou patentes foram analisados de forma completa. Aqueles que estavam discrepantes em relação aos outros, ou seja, não possuíam características semelhantes ou superiores aos outros, além dos que possuíam uma linguagem complexa, ou alto valor dos componentes utilizados, foram excluídos.

A Figura 5 retrata todo o processo feito até a obtenção dos artigos tomados como base para este trabalho, desde a busca geral, aplicação dos critérios de inclusão e exclusão, até a quantidade final de artigos

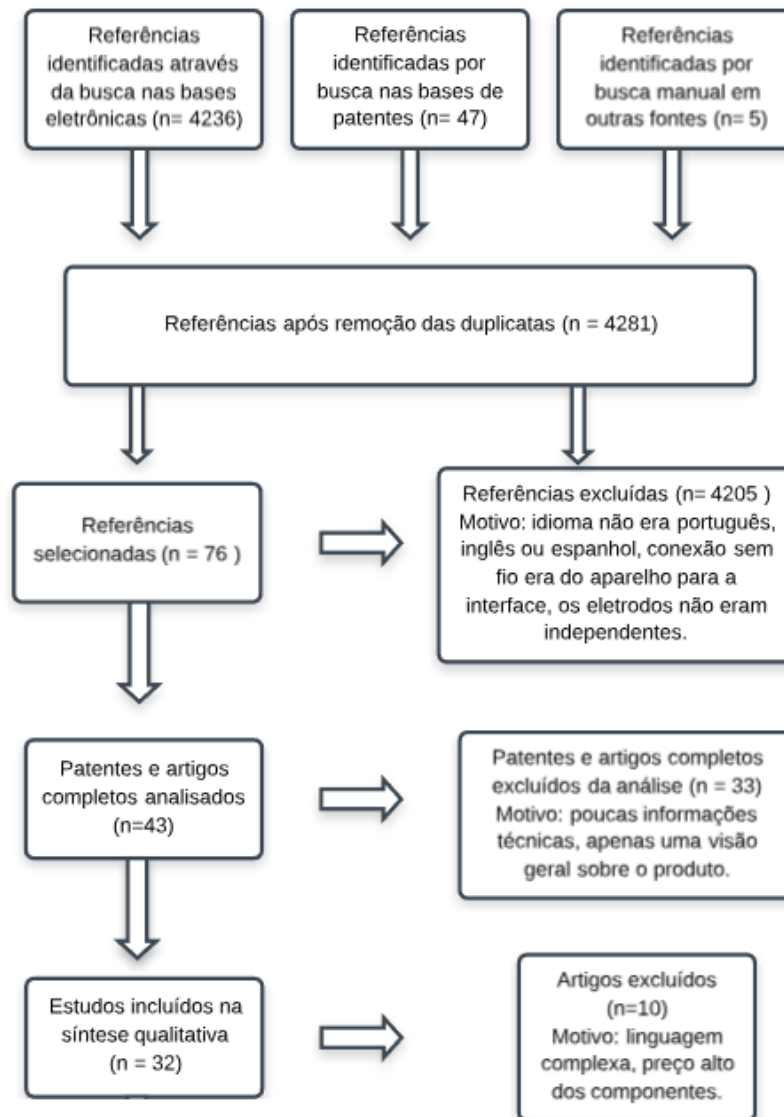


Figura 5 – Fluxograma das buscas realizadas até a obtenção dos trabalhos incluídos nas referências

3.2 Projeto conceitual

3.2.1 Análise dos modelos existentes

Feito o levantamento dos designs existentes, foi elaborada uma tabela adicional, a Tabela 8, que evidencia os pesos de cada métrica e mostra o valor total da soma de todos os pontos positivos (+) e negativos (-) de cada produto apresentado. O total pode ser calculado multiplicando o valor de cada modelo pelo seu peso correspondente e fazendo a soma no final. A partir disso, é possível visualizar, de uma forma mais limpa, o quanto cada modelo atende a determinada métrica.

Feitos os cálculos, dois artigos se sobressaíram, os modelo G e J, dos autores Morrison e Reyna, respectivamente (MORRISON, 2014) (REYNA et al., 2016).

Tabela 8 – Pesos atribuídos a cada métrica com base na relevância de cada necessidade do projeto

Métrica	Peso	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K
Suporte de captação	27	8	2	13	2	2	4	15	6	5	13	6
Processamento	21	11	7	9	10	11	7	10	9	9	11	9
Protocolo	19	10	6	8	9	10	6	9	8	8	9	8
Sensores e eletrodos	18	4	0	8	-1	-3	0	10	2	1	8	2
Fonte de excitação	17	8	7	8	6	7	7	7	7	7	11	7
Display e interface	15	9	5	8	7	8	5	9	7	7	10	7
Amplificação e filtragem	15	10	6	8	9	9	6	9	8	8	9	8
Banda	15	10	6	8	9	9	6	9	8	8	9	8
Aplicação do estudo	14	1	1	2	1	2	1	7	1	1	3	1
Conversores AD	14	8	5	7	7	8	7	8	7	7	8	7
Transmissores e receptores	14	8	5	7	7	8	7	8	7	7	8	7
Consumo	11	8	6	6	7	6	4	6	6	6	8	8
Total		1606	909	1622	1181	1178	1019	1878	1279	1234	1858	1279

O artigo do Morrison ([MORRISON, 2014](#)) propõe um *layout* diferenciado. A aquisição do sinal se dá por meio de uma camiseta contendo 12 eletrodos embutidos. Esses eletrodos captam os sinais e os enviam, sem o uso de cabos, para um receptor que faz o tratamento do sinal. O eletrocardiograma pode ser visualizado através de um celular ou computador. Os diferenciais desse produto são o layout em forma de camiseta, se destacando na necessidade do conforto, e o consumo extremamente baixo de potência. Porém, deixa a desejar na apresentação dos resultados, que é feita de forma breve e não muito detalhada.

Já o artigo do Reyna ([REYNA et al., 2016](#)) apresenta um *layout* mais simples. Consiste em três placas contendo, cada uma, 3 eletrodos de um lado, e o circuito transmissor do outro lado. Essas placas são posicionadas no corpo do paciente seguindo o triângulo de Einthoven. Esse sinal é transmitido e recebido através dos módulos Xbee, de forma sem fio. A vantagem dessa proposta é a simplicidade com que é montada, usando componentes fáceis de encontrar no mercado, porém a qualidade do sinal adquirido é inferior a outros protótipos com componentes mais robustos.

3.2.2 Protótipo proposto

Posterior à análise dos modelos existentes, foi desenvolvido um protótipo para o eletrodo sem fio. O artigo tomado como base para esse desenvolvimento foi o de Reyna ([REYNA et al., 2016](#)), por possuir muitas informações técnicas e das vantagens já citadas anteriormente. Porém, algumas mudanças tiveram que ser feitas, já que o intuito desse trabalho é fazer apenas o eletrodo sem fio adaptável aos modelos de Holter já existentes, e não fazer o dispositivo completo.

O protótipo se divide em dois módulos, o transmissor e o receptor, conforme a

Figura 4. A função do módulo transmissor é fazer a transmissão do sinal vindo do eletrodo para o módulo receptor, que deverá receber o sinal e fazer o tratamento necessário com o intuito de condicionar esse sinal para o módulo ser transparente ao aparelho de Holter.

Com os valores da Tabela B, elaborou-se um gráfico, Figura 7. Esse gráfico retrata como é o comportamento da impedância do cabo para diversos valores de tensão aplicados em sua entrada. Os valores de 100 mVpp, 500 mVpp e 800 mVpp não foram passíveis de gráfico já que, pelo baixo valor na entrada e a escala do amperímetro ser alta para tal medição, não era lido nenhum valor de corrente. Conforme o gráfico mostra, pode-se notar que a impedância aumenta conforme a frequência sobe, para todos os valores de tensão de entrada. Esse comportamento tem caráter indutivo, já que a impedância do indutor aumenta ao passo que a frequência é aumentada, pois

$$Z = j\omega L \quad (3.1)$$

em que Z é a impedância do indutor, ω é a frequência e L é a indutância. A partir desse gráfico, foi elaborada a Tabela 9, contendo os valores médios de impedância para cada frequência aplicada. A partir desses dados, foi feito o gráfico da impedância x frequência, com os valores médios, Figura 8. É possível calcular um valor médio de indutância, pois sabe-se que o módulo da impedância de um indutor é $j\omega L$. Com essa equação, os valores médios de indutância calculados para cada frequência se encontram na Figura 10, em que L é a indutância. Então, foi feita a média aritmética simples de todos os valores, resultando em uma impedância indutiva de 0,2 henry (H). Esse valor deverá ser levado em conta na implementação do protótipo, para que o aparelho não perceba a diferença entre o módulo usado e o cabo.

Tabela 9 – Valores médios da impedância para cada valor de frequência aplicado ao cabo

Frequência (Hz)	Impedância medida (Ω)						Impedância média
100	720	475	468	397,1	460	41,09	432,818
250	720	470	386,7	394,3	408,9	34,77	405,594
500	720	626,7	464	394,3	408,9	37,67	522,78
750	1440	940	580	552	460	41,09	668,8483333
1000	x	1880	773,3	552	525,7	45,2	755,24
1100	x	1880	773,3	690	613,3	502,2	891,76
1250	x	1880	1160	690	613,3	502,2	969,1
1500	x	x	2320	920	736	565	1135,25
1750	x	x	x	2740	930	645,7	1438,566667
2000	x	x	x	2780	1227	753,3	1586,766667
	1,5Vpp	2Vpp	2,5Vpp	3Vpp	4Vpp	5Vpp	

Na Figura 6 é possível visualizar a resposta quando um pulso é aplicado ao cabo. Nesse caso, a relação saída/entrada não está relacionada com o tempo, a tensão de saída

Tabela 10 – Cálculo dos valores médios de indutância para cada frequência aplicada no cabo

Hz	Z	omega	L
100	432,818	628,3185307	0,688851242
250	405,594	1570,796327	0,25820916
500	522,78	3141,592654	0,166406042
750	668,8483	4712,38898	0,141934025
1000	755,24	6283,185307	0,120200179
1100	891,76	6911,503838	0,129025466
1250	969,1	7853,981634	0,123389644
1500	1135,25	9424,777961	0,120453766
1750	1438,567	10995,57429	0,130831426
2000	1586,767	12566,37061	0,126270879
			L (médio) = 0,2 H

varia da mesma forma que a entrada, com um fator multiplicativo. Dessa forma, o sistema pode ser modelado como um sistema de ordem zero, em que o valor da saída é o valor da entrada multiplicado por uma constante K, também chamada de sensibilidade estática, ou ganho permanente do sistema (NAJARAJ, 2009), conforme a equação

$$y(t) = Kx(t) \quad (3.2)$$

em que $y(t)$ é a saída do sistema, $x(t)$ é a entrada, e K é uma constante que pode ser calculada como a tensão de saída pela de entrada, de forma que

$$K = \frac{728mV}{1V} = 0,728. \quad (3.3)$$

No módulo transmissor, são usados 3 eletrodos juntos, conforme o artigo citado (REYNA et al., 2016). No protótipo sugerido, também serão usados esses três eletrodos com o intuito de aumentar a captação do sinal e também a superfície de contato, já que o módulo não se encaixaria no tamanho de apenas um eletrodo. Já no receptor, o sinal é recebido através de um pino *General Purpose Input/Output (GPIO)* do ESP32. Esse sinal será enviado, usando um cabo, para o conector escolhido, o qual será encaixado no aparelho de Holter. Na Figura 9 pode-se ver o protótipo proposto, apenas de um canal.

Por fim, foi elaborada a estrutura funcional do protótipo proposto, comparando-a com o modelo atual, de acordo com a Figura 10. Mais uma vez fica evidente que o sistema é totalmente transparente, e pode ser adaptado a qualquer aparelho de Holter já existente, necessitando apenas trocar o adaptador, pois cada cabo usa um diferente.

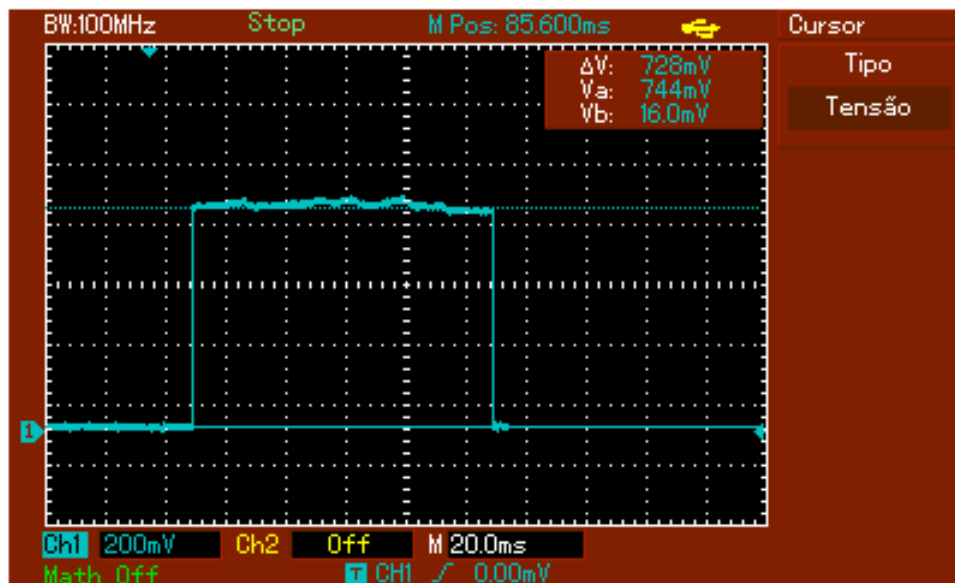


Figura 6 – Resposta do cabo quando aplicado um pulso em sua entrada

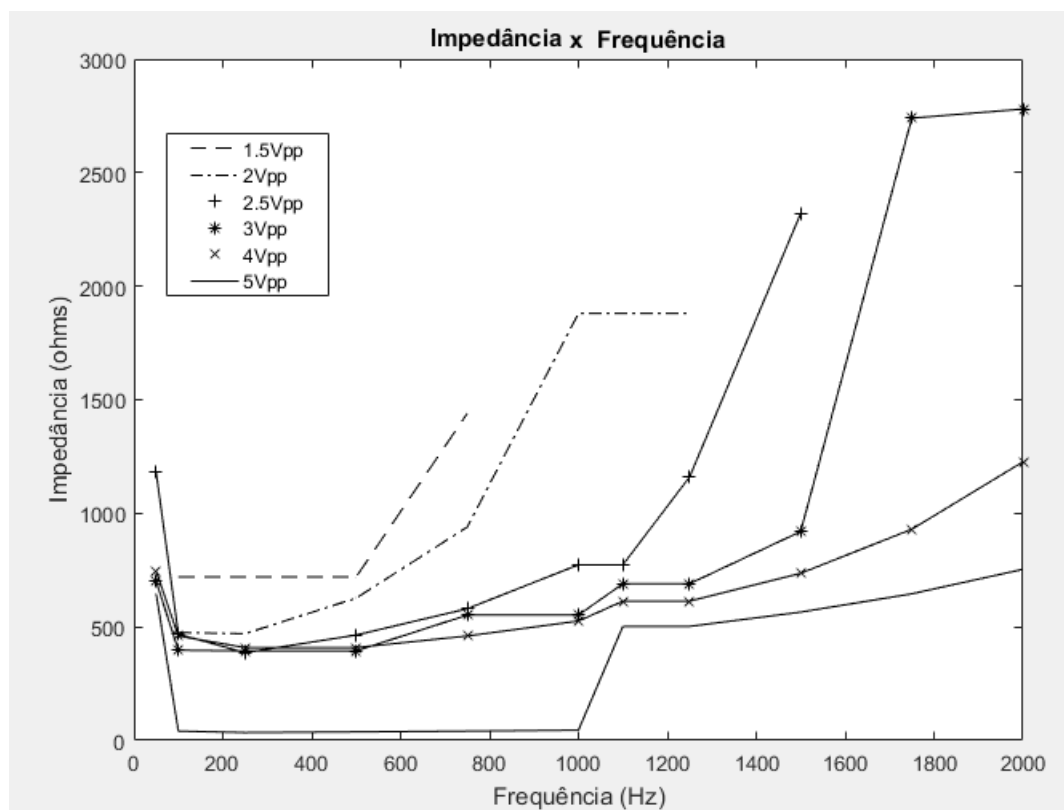


Figura 7 – Gráfico dos dados experimentais da frequência x impedância do cabo

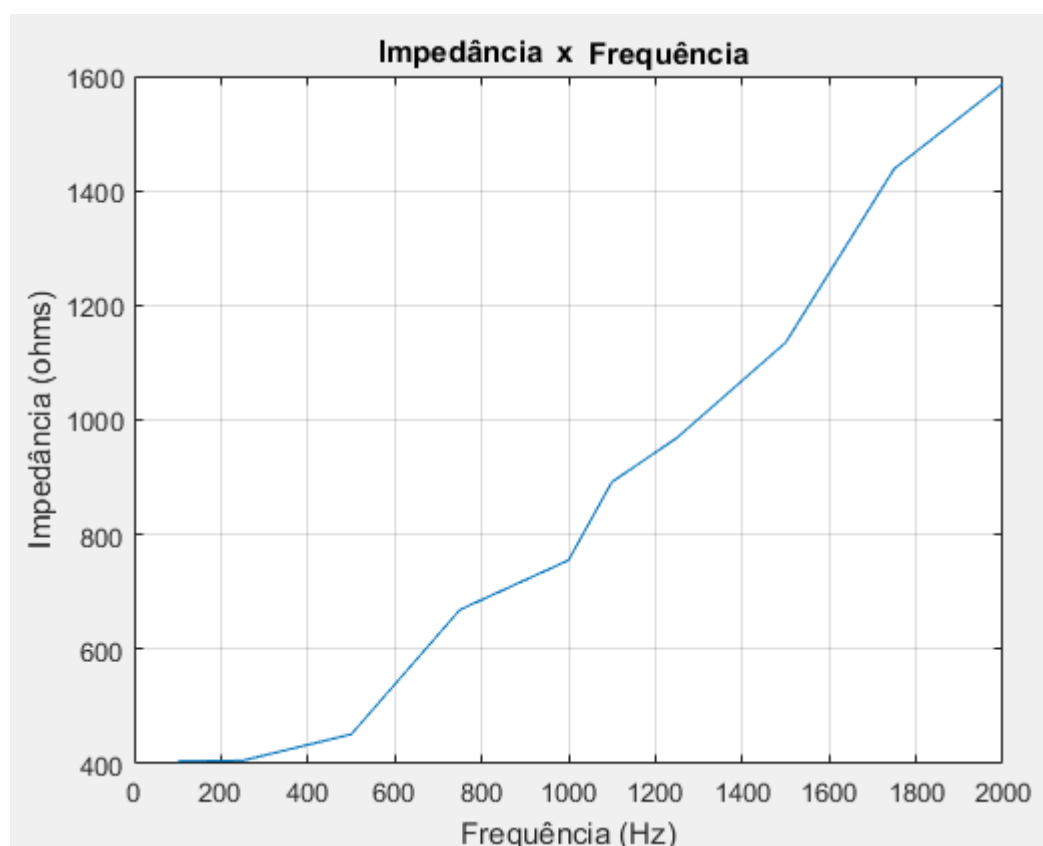
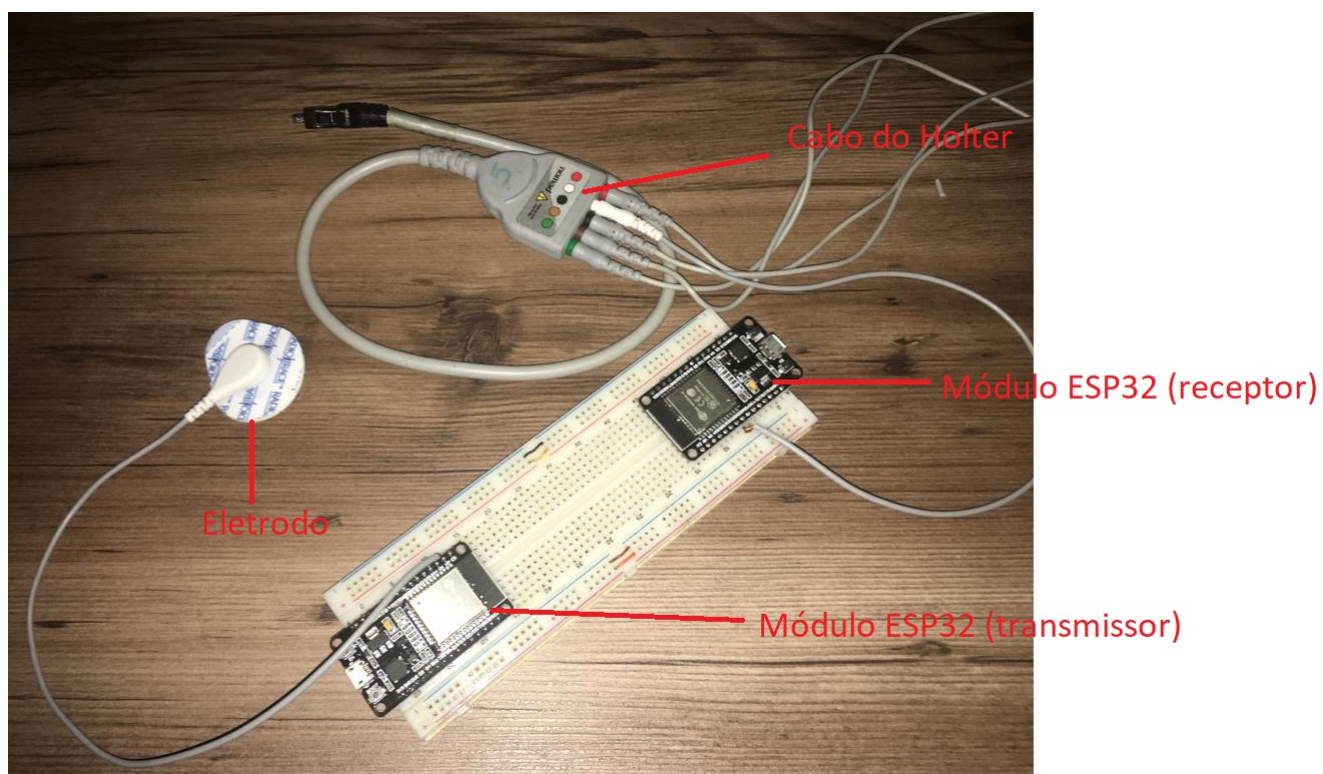


Figura 8 – Gráfico da frequência x impedância média

Figura 9 – Protótipo proposto em *protoboard*

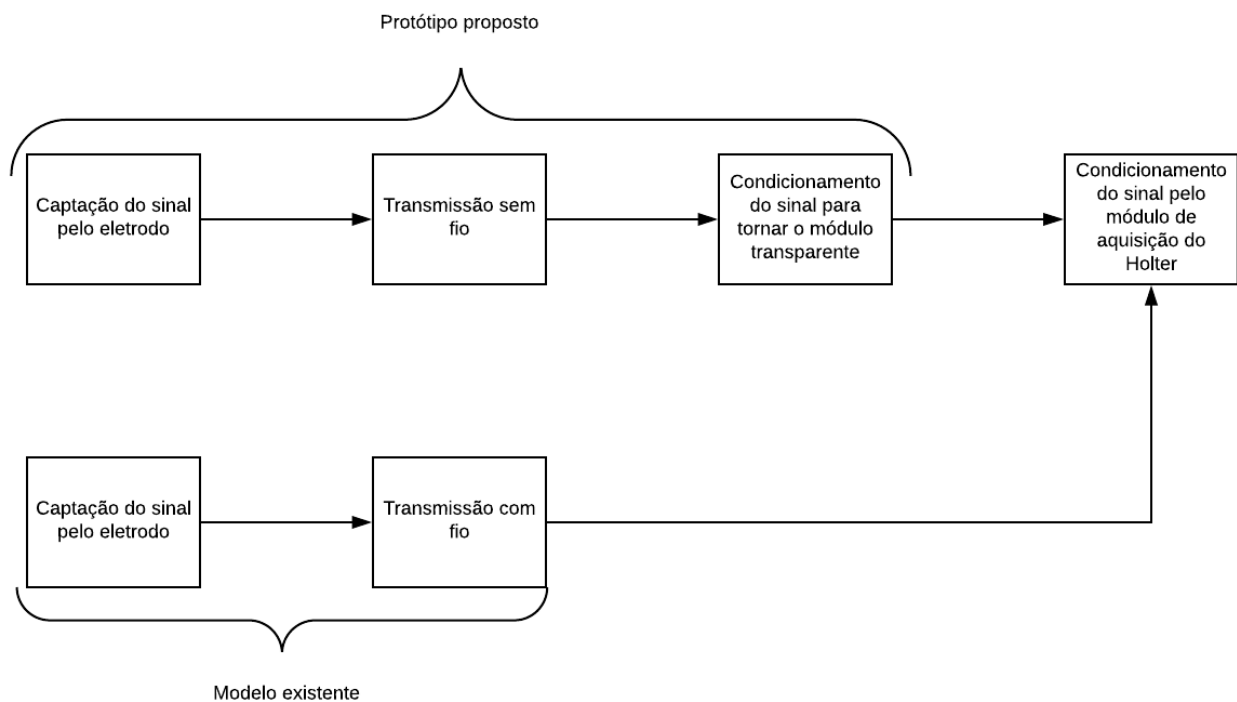


Figura 10 – Estrutura funcional do protótipo proposto

Feita essa análise, foi elaborada a lista de componentes abaixo:

- 2 Módulos ESP32
- Eletrodos Radiotrace
- Clipes de eletrodo
- Adaptadores para o aparelho de Holter

4 Discussão e conclusões

Antes da análise em patentes, o protocolo *Zigbee* já estava definido para ser usado na comunicação dos módulos. Porém, após a análise das patentes, a alternativa do *Bluetooth Low Energy* surgiu, superando o *Zigbee* especialmente por possuir módulos mais acessíveis economicamente e com menor consumo de energia. Essa mudança de módulo e protocolo foi de grande relevância para o projeto, pois, economicamente, viabilizou ainda mais o trabalho. Por outro lado, essa alteração foi feita de forma tardia. O tempo não foi suficiente para se fazer o estudo necessário no protocolo e se desenvolver um *software* de comunicação entre os módulos que atendesse às expectativas mencionadas nos Objetivos deste trabalho.

Alguns fatores aleatórios também tiveram sua contribuição negativa. Nos testes de comunicação entre os módulos ESP32, o módulo receptor não estava recebendo os valores enviados pelo transmissor, porém o código estava correto. Após uma semana de busca por erros no código, descobriu-se que a fonte de alimentação do *Notebook* estava impedindo essa comunicação, causando interferência inclusive no *mouse* e na televisão.

Como todo componente real, o indutor também possui limitações. Na medição da impedância, os valores de impedância estavam variando conforme a tensão aplicada era alterada. Isso pode ser explicado pelo fato de que, em indutores reais, o valor da indutância diminui com o aumento da corrente aplicada, devido a seus efeitos térmicos. Dessa forma, os valores de indutância se alteraram e foi necessário fazer uma média dos valores para, dessa forma, se calcular um valor médio de indutância.

Na determinação da função de transferência, o teste usado foi o de aplicar um único pulso na entrada do cabo e verificar sua saída. Uma alternativa a esse teste é aplicar vários pulsos de forma sequencial na entrada do cabo. Dessa forma, pode-se verificar com uma maior segurança qual é realmente a resposta do cabo a essa entrada. Da maneira que estava sendo realizado, o intervalo entre os pulso é muito grande, 1 segundo, possibilitando uma resposta equivocada do cabo. Com uma sequência de pulsos, pode-se ver mais respostas em um intervalo menor de tempo, minimizando o erro.

Em resumo, o trabalho apresenta contribuições significativas ao estudo da tecnologia sem fio aplicada a eletrodos, principalmente na Metodologia, onde são mencionados os testes para avaliar as características do cabo e a Revisão de Literatura, com artigos e patentes que contribuem ao estudo em questão. Por outro lado, deve-se fazer um busca mais aprofundada no protocolo de comunicação entre os módulos, além da linguagem de programação usada no módulo ESP32. Com a base sólida desenvolvida neste trabalho, aliada ao *software* que faz a comunicação apropriada entre os módulos como continuidade

deste trabalho, o projeto tem condições de ser utilizado comercialmente, sendo adaptável aos aparelhos de Holter já existentes.

Referências

- ALTUN, A. A.; BASCIFCI, N. A wireless sensor network based on zigbee for ECG monitoring system. In: *2011 5th International Conference on Application of Information and Communication Technologies (AICT)*. [S.l.]: IEEE, 2011. Citado na página 23.
- ANS. *Mapa Assistencial da Saúde Suplementar 2016*. [S.l.], 2016. Citado na página 22.
- BRANT, L. C. C. Variações e diferenciais da mortalidade por doença cardiovascular no brasil e em seus estados, em 1990 e 2015: estimativas do estudo carga global de doença. *Revista Brasileira de Epidemiologia*, FapUNIFESP (SciELO), v. 20, n. suppl 1, p. 116–128, may 2017. Citado na página 21.
- CHEN, F. et al. SmartPad: A wireless, adhesive-electrode-free, autonomous ECG acquisition system. In: *2008 30th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. [S.l.]: IEEE, 2008. Citado na página 23.
- COSTA, R. A. A.; MENDES, L. A. M. *Evolução das Redes Sem Fio: Um Estudo Comparativo Entre Bluetooth e ZigBee*. [S.l.]: Fundação Presidente Antônio Carlos, 2006. Citado na página 26.
- DEMENTYEV, A. et al. Power consumption analysis of Bluetooth low energy, ZigBee and ant sensor nodes in a cyclic sleep scenario. In: *Proc. IEEE Int. Wireless Symp. (IWS)*. [S.l.: s.n.], 2013. p. 1–4. Citado na página 36.
- MORRISON, T. A single-chip encrypted wireless 12-lead ECG smart shirt for continuous health monitoring. In: *2014 Symposium on VLSI Circuits Digest of Technical Papers*. [S.l.]: IEEE, 2014. Citado 2 vezes nas páginas 40 e 41.
- MORSCH. *Erros frequentes ao fazer Eletrocardiograma*. 2015. <<http://telemedicinamorsch.com.br/blog/2015/03/erros-ao-fazer-eletrocardiograma/>>. Acessado em 06 de junho de 2018. Citado na página 22.
- MORSCH. *O que é Holter? Para que serve?* 2015. <<http://telemedicinamorsch.com.br/blog/2015/06/o-que-e-holter-para-que-serve/>>. Acessado em 04 de junho de 2018. Citado na página 22.
- MS. *Diretrizes metodológicas: elaboração de revisão sistemática e metanálise de estudos de acurácia diagnóstica*. [S.l.]: Ministério da Saúde, Secretaria de Ciência, Tecnologia e Insumos Estratégicos, Departamento de Ciência e Tecnologia, 2014. ISBN 978-85-334-2129-5. Citado na página 25.
- NAJARAJ, B. *Transducer engineering*. [S.l.: s.n.], 2009. Citado na página 43.
- NICOLAU, J. C. et al. Diretriz de interpretação de eletrocardiograma de repouso. *Arquivos Brasileiros de Cardiologia*, SciELO Brasil, v. 80, p. 1–18, 2003. Citado na página 22.
- NOGUEIRA, I. D. B. et al. Correlation between quality of life and functional capacity in cardiac failure. *Arquivos brasileiros de cardiologia*, v. 95, p. 238–243, ago. 2010. ISSN 1678-4170. Citado na página 21.

- NORTHROP, R. B. *Noninvasive Instrumentation and Measurement in Medical Diagnosis*. CRC PR INC, 2001. ISBN 0849309611. Disponível em: <https://www.ebook.de/de/product/4314173/robert_b_northrop_noninvasive_instrumentation_and_measurement_in_medical_diagnosis.html>. Citado 2 vezes nas páginas 13 e 35.
- REYNA, M. A. et al. Wireless transmission of ECG biopotentials using XBee technology. In: *2016 Global Medical Engineering Physics Exchanges/Pan American Health Care Exchanges (GMEPE/PAHCE)*. [S.l.]: IEEE, 2016. Citado 4 vezes nas páginas 22, 40, 41 e 43.
- ROCHA, G. R. Teste ergométrico: Indicações e contraindicações. *REVISTA da SOCIEDADE de CARDIOLOGIA do RIO GRANDE DO SUL*, 2009. Citado na página 22.
- SBC. *CRITÉRIOS PARA SOLICITAÇÃO DE EXAMES COMPLEMENTARES DO APARELHO CARDIOVASCULAR*. [S.l.], 1999. Citado 2 vezes nas páginas 21 e 22.
- VENTRIX. *6 FATORES QUE PODEM CAUSAR INTERFERÊNCIA EM UM ELETROCARDIOGRAMA*. 2017. <<https://www.ventrix.com.br/blog/6-fatores-que-podem-causar-interferencia-em-um-eletrocardiograma/>>. Acessado em 06 de junho de 2018. Citado na página 22.
- VOS, T. et al. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 310 diseases and injuries, 1990–2015: a systematic analysis for the global burden of disease study 2015. *The Lancet*, Elsevier BV, v. 388, n. 10053, p. 1545–1602, oct 2016. Citado na página 21.
- WHO. *World health statistics 2018: monitoring health for the SDGs, sustainable development goals*. [S.l.], 2018. Citado na página 21.

Apêndices

APÊNDICE A – Características relevantes de cada artigo da Revisão de Literatura

IDENTIFICAÇÃO		HARDWARE				SOFTWARE	
BibKey	Sensores e eletrodos	Fonte de excitação	Display e interface	Distância	Amplificação e filtragem	Processamento	Protocolo
Altun2011	Cinto (6 eletrodos)	Bateria	ECG data transmission software (C#)	10 a 75m	Circuito amplificador de baixo custo	MSP430F2274 (200kbits de amostras/s)	Zigbee (250 Kbits/s)
Chen2008	SmartPad (array de eletrodos CN3190 em que os "melhores" são selecionados)	Bateria	Laptop	N/D	INA118 (ganho de 20dB), OPA340 (buffer e ganho de 34 a 40 dB) e SN74LVC2G66 (switch).	MSP430	Zigbee (IEEE 802.15.4) ou USB
Chung2008	Cinto (2 eletrodos 8cm e acelerômetro de 3 eixos MMA7260Q)	Bateria (3.3V)	PC (MATLAB e LabView)	N/D	Ganho 300 (24.8 dB) e filtros com $F_c = 0.05$ e 123Hz	MSP430F1611	802.15.4
Hongqiang2008	Ag/AgCl (um em cada pulso e um no pescoço)	Bateria	Celular	N/D	Acoplador ótico NEC PS2506 Filtro passa bandas 0.05Hz a 100 Hz OP97 ampop	MSP430	802.15.4 e 802.11
Lee2017	Eletrodo com adesivo (Ag/AgCl)	N/D	Celular	N/D	$F_c = 0.6$ a 230Hz Ganho 31.3 a 44.8 dB	(N/D)	Blue tooth
Liu2014	Acelerômetro de 3 eixos (ADXL325)	Bateria (280mA/h, 320mA/h)	N/D	N/D	AD8236 /AD 8609 Passa baixas ($F_c=40$ Hz), passa altas $F_c=0.5$ Hz Rejeita banda ($F = 60$ Hz) Ganho 1380	MSP430 F5342	CC2530 (Zigbee)
Morrison2014	Eletrodo (Polar USA)	BQ24072, XC62FP	Laptop/Celular	10m	40 dB a 80 dB	N/D	N/D
Nemati2012	2 no peito e 1 no quadril	Bateria 3.3V 256mAh TPS61040 Conversor	N/D	N/D	Passa baixas Butterworth ($F_c = 85$ Hz) e passa altas HPF passivo ($F_c = 0.5$ Hz) 60 Hz Notch filtro LMC6001 ampop INA106 (60dB)	PIC24FJ64GA	N/D
Rashkovska 2011	Eletrodo bipolar	N/D	API celular	N/D	N/D	N/D	N/D
Reyna2016	Eletrodo com adesivo (Ag/AgCl)	Bateria 3.3V	Osciloscópio	N/D	Amplificador de instrumentação (G 2000) Filtro passa bandas $F_c = 0.05$ Hz e 200 Hz Filtro passa baixas $f_c = 180$ Hz	N/D	802.15.4
Valchinov2011	Ag/AgCl	Bateria 3.7V 400mAh	Computador	N/D	7MP7702 Ganho de 60 a 80 dB Passivo $R_c F = 0.7$ Hz Passa baixas 2 ordem 150 Hz Filtro Bessel Topologia Salen Key	N/D	Zigbee (802.15.4)

EQUIPAMENTO		DIFERENCIAIS			ASPECTOS TÉCNICOS				
Suporte para captação	Fabricante	População do estudo	Uso/ aplicação do estudo	Variáveis da pesquisa	Banda	Conversor AD	Transmissor / Receptor	Consumo	Memória
Belt	Tapuz Medical Technology Ltda.	N/D	Sistema de monitoramento	N/D	N/D	ADC10 10 bits (MSP) e CC2430	CC2480	N/D	N/D
SmartPad	N/D	N/D	Melhorar o o monitoramento durante procedimentos médicos (cirurgia)	N/D	N/D	MSP430	FT232	16.2 mA	N/D
Ubiquitous healthcare sensor system	(N/D)	Jovens atletas da Universidade	Monitoramento dos dados fisiológicos do paciente e de pessoas mais velhas	Teste realizado em uma esteira da Universidade de Dongseo	N/D	MSP430 (12bits taxa de amostragem 200Hz)	CC2420	1.8mA	M25P80
(N/D)	(N/D)	(N/D)	Monitoramento	(N/D)	N/D	MPS430 F1611	CC2420	N/D	N/D
(N/D)	(N/D)	N/D	N/D	Comparação com TLC5000 da Contec)	N/D	12 bits	N/D	N/D	N/D
N/D	N/D	N/D	N/D	N/D	N/D	CC2530 (12 Bits, amostragem = 300Hz)	N/D	N/D	Cartão SD (CH376)
Camiseta com eletrodos	N/D	N/D	N/D	N/D	N/D	8 bits	N/D	N/D	N/D
N/D	N/D	N/D	N/D	N/D	N/D	10 bits	CC2420	N/D	N/D
N/D	N/D	N/D	Monitoramento	N/D	N/D	10 bits	CC2500	N/D	N/D
Tripleta de eletrodos	N/D	N/D	Transmissão de sinais fisiológicos	N/D	0.05 a 200Hz	N/D	N/D	N/D	N/D
N/D	N/D	N/D	N/D	N/D	0.7 a 150 Hz	13 bits Amostragem 1KHz	JN5148	N/D	N/D

APÊNDICE B – Dados de tensão e corrente medidos no cabo para Medição da Impedância

Entrada de 100mVpp		Saída
Frequência (Hz)	Tensão (V)	Corrente (A)
0.05	-	-
0.1	-	-
1	-	-
10	-	-
50	-	-
100	-	-
250	-	-
500	-	-
750	-	-
1000	-	-
1100	-	-
1250	-	-
1500	-	-
1750	-	-
2000	-	-
Entrada de 500mVpp		
0.05	-	-
0.1	0	-
1	496mV	-
10	496mV	-
50	488mV	-
100	480mV	-
250	476mV	-
500	472mV	-
750	476mV	-
1000	476mV	-
1100	476mV	-
1250	484mV	-
1500	484mV	-
1750	480mV	-
2000	480mV	-
Entrada de 800mVpp		
0.05	792mV	-
0.1	792mV	-
1	792mV	-
10	792mV	-
50	784mV	-
100	776mV	-
250	776mV	0.001A
500	768mV	-
750	768mV	-
1000	768mV	-
1100	768mV	-
1250	768mV	-
1500	768mV	-
1750	768mV	-
2000	768mV	-

Entrada de 1Vpp		Saída
Frequência (Hz)	Tensão (V)	Corrente (A)
0.05	992mV	-
0.1	992mV	-
1	992mV	-
10	992mV	-
50	968mV	-
100	960mV	0.001A
250	952mV	0.001A
500	952mV	-
750	952mV	-
1000	952mV	-
1100	944mV	-
1250	944mV	-
1500	944mV	-
1750	944mV	-
2000	944mV	-
Entrada de 1.5Vpp		
0.05	1.5	-
0.1	1.5	-
1	1.5	-
10	1.5	-
50	1.44	-
100	1.44	0.002A
250	1.44	0.002A
500	1.44	0.002A
750	1.44	0.001A
1000	1.44	-
1100	1.44	-
1250	1.41	-
1500	1.41	-
1750	1.41	-
2000	1.41	-
Entrada de 2Vpp		
0.05	2	-
0.1	2	-
1	2	-
10	2	-
50	1.92	-
100	1.9	0.004A
250	1.88	0.004A
500	1.88	0.003A
750	1.88	0.002A
1000	1.88	0.001A
1100	1.88	0.001A
1250	1.88	0.001A
1500	1.88	-
1750	1.86	-
2000	1.86	-

Entrada de 2.5Vpp		Saída
Frequência (Hz)	Tensão (V)	Corrente (A)
0.05	2.5	-
0.1	2.5	-
1	2.42	-
10	2.4	-
50	2.36	0.002A
100	2.34	0.005A
250	2.32	0.006A
500	2.32	0.005A
750	2.32	0.004A
1000	2.32	0.003A
1100	2.32	0.003A
1250	2.32	0.002A
1500	2.32	0.001A
1750	2.32	-
2000	2.32	-
Entrada de 3Vpp		
0.05	3	-
0.1	3	-
1	2.9	-
10	2.88	-
50	2.8	0.004A
100	2.78	0.007A
250	2.76	0.007A
500	2.76	0.007A
750	2.76	0.005A
1000	2.76	0.005A
1100	2.76	0.004A
1250	2.76	0.004A
1500	2.76	0.003A
1750	2.74	0.001A
2000	2.76	0.001A
Entrada de 4Vpp		
0.05	4	-
0.1	3.9	-
1	3.84	-
10	3.8	-
50	3.72	0.005
100	3.68	0.008
250	3.68	0.009
500	3.68	0.009
750	3.68	0.008
1000	3.68	0.007
1100	3.68	0.006
1250	3.68	0.006
1500	3.68	0.005
1750	3.72	0.004
2000	3.68	0.003

Entrada de 5Vpp		Saída
Frequência (Hz)	Tensão (V)	Corrente (A)
0.05	5	-
0.1	4.9	-
1	4.84	-
10	4.6	-
50	4.52	0.007
100	4.52	0.11
250	4.52	0.13
500	4.52	0.12
750	4.52	0.11
1000	4.52	0.100
1100	4.52	0.009
1250	4.52	0.009
1500	4.52	0.008
1750	4.52	0.007
2000	4.52	0.006

APÊNDICE C – Pseudo-código da comunicação *Bluetooth* entre os módulos

Servidor

Início

Setup

Cria servidor Bluetooth;

Cria serviço (ID do serviço);

Define características do serviço (enviar dados lidos no eletrodo para os clientes que se conectarem);

Define dado a ser enviado (valor lido em um pino ADC do módulo ESP32);

Ler (dado a ser enviado);

Modo standby;

Loop

Se aparelho de Holter ligado && cliente conectou **então**

Começa o *advertising* (envia valores lidos)

Senão

Modo standby

Fim se

Fim loop;

Fim;

Cliente

Início

Setup

Define endereço estático do servidor;

Cria cliente;

Tenta conexão ao servidor;

Loop

Se conectado

Lê os dados enviados pelo servidor e os transmite para um pino DAC do ESP32;

Senão

Modo standby;

Fim se

Fim loop;

Fim;